

PCT/EP03/12087

12/15/03/12087

61.02.04

MODULARIO  
LCA - 101



Mod. C.E. - 1-4-7

RECEIVED

19 MAR 2004

WFO PCT

# Ministero delle Attività Produttive

Direzione Generale per lo Sviluppo Produttivo e la Competitività  
Ufficio Italiano Brevetti e Marchi  
Ufficio G2

Autenticazione di copia di documenti relativi alla domanda di brevetto per: **Invenzione Industriale**

MI2002 A 002332 ✓



*Si dichiara che l'unita copia è conforme ai documenti originali  
depositati con la domanda di brevetto sopraspecificata, i cui dati  
risultano dall'accluso processo verbale di deposito.*

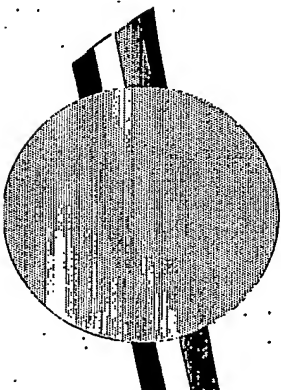
Inoltre Istanza di Correzione Formale depositata alla Camera di Commercio di Milano n. MIV002672  
il 27/10/2003 (pagg. 2).

Roma, il **24 FEB. 2004**

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

IL DIRIGENTE

*Paola Giuliano*  
D.ssa Paola Giuliano



PCT/EP 03/12057  
01.03.04

## AL MINISTERO DELLE ATTIVITÀ PRODUTTIVE

UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI - ROMA

DOMANDA DI BREVETTO PER INVENZIONE INDUSTRIALE, DEPOSITO RISERVE, ANTICIPATA ACCESSIBILITÀ AL PUBBLICO

MODULO A

## A. RICHIEDENTE (I)

1) Denominazione **UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA**Residenza **PADOVA**codice **0074430288**

2) Denominazione

Residenza

codice

## B. RAPPRESENTANTE DEL RICHIEDENTE PRESSO L'U.I.B.M.

cognome nome **Dr. Diego Pallini ed altri**

cod. fiscale

denominazione studio di appartenenza **Notarbartolo & Gervasi S.p.A.**via **C.so di Porta Vittoria**n. **9**città **Milano**cap **20122**(prov) **MI**

## C. DOMICILIO ELETTIVO destinatario

via

n.

città

cap

(prov)

## D. TITOLO

classe proposta (sez/cl/sci)

gruppo/sottogruppo

**Apparecchiatura laser per il trattamento di tessuti duri e relativo metodo****d'impiego**

## ANTICIPATA ACCESSIBILITÀ AL PUBBLICO:

SI ☐ NO ☒

SE ISTANZA: DATA

N° PROTOCOLLO

## E. INVENTORI DESIGNATI

cognome nome

cognome nome

1) **VILLORESI Paolo**

3)

2) **BONORA Stefano**

4)

## F. PRIORITÀ

nazione o organizzazione

tipo di priorità

numero di domanda

data di deposito

allegato  
S/R1) **nessuna**

2)

## G. CENTRO ABILITATO DI RACCOLTA COLTURE DI MICROORGANISMI, denominazione

## H. ANNOTAZIONI SPECIALI

**nessuna**

## DOCUMENTAZIONE ALLEGATA

N. es.

Doc. 1) ☒ PROV n. pag. **17**

riassunto con disegno principale, descrizione e rivendicazioni (obbligatorio 1 esemplare)....

Doc. 2) ☒ PROV n. tav. **1**

disegno (obbligatorio se citato in descrizione, 1 esemplare) .....

Doc. 3) ☒ RIS

lettera d'incarico, procura o riferimento procura generale .....

Doc. 4) ☒ RIS

designazione inventore .....

Doc. 5) ☒ RIS

documenti di priorità con traduzione in italiano .....

Doc. 6) ☒ RIS

autorizzazione o atto di cessione .....

Doc. 7) ☒ RIS

nominativo completo del richiedente .....

8) attestati di versamento, totale Euro **CENTOOTTANTOTTO/51.-**COMPILATO IL **04/11/2002** ✓

FIRMA DEL(I) RICHIEDENTE(I)

**Diego Pallini**CONTINUA SI/NO **NO**DEL PRESENTE ATTO SI RICHIEDE COPIA AUTENTICA SI/NO **SI**

SCIOGLIMENTO RISERVE	
Data	N° Protocollo
/ /	/ /



SCIOGLIMENTO RISERVE	
Data	N° Protocollo
/ /	/ /
/ /	/ /
/ /	/ /
confronta singole priorità	
/ /	/ /

CAMERA DI COMMERCIO IND. ART. E AGR. DI **MILANO MILANO**codice **15**

VERBALE DI DEPOSITO

NUMERO DI DOMANDA

**MI2002A 002332**

Reg. A.

L'anno **DUEMILADUE**

il giorno

**QUATTRO**

del mese di

**NOVEMBRE**Il(i) richiedente(i) sopra indicato(i) ha(hanno) presentato a me sottoscritto la presente domanda, recante **09** fogli aggiuntivi per la concessione del brevetto sopraindicato.I. ANNOTAZIONI VARIE DELL'UFFICIALE ROGANTE **IL RAPPRESENTANTE È INFORMATO DEL CONTENUTO****DELLA CIRCOLARE N. 423 DEL 31/03/2001 E SOTTOSCRIVE IL DEPOSITO CON RISERVA****DI LETTERA DI INCARICO.**

IL DEPOSITANTE

L'UFFICIALE ROGANTE

**RIASSUNTO INVENZIONE, CON DISEGNO PRINCIPALE, DESCRIZIONE E RIVENDICAZIONE**

NUMERO DOMANDA MI2002A 002332 ✓ REG. A

DATA DI DEPOSITO 04/11/2002 ✓

NUMERO BREVETTO \_\_\_\_\_

DATA DI RILASCIO        /  /  

**D. TITOLO**

Apparecchiatura laser per il trattamento di tessuti duri e relativo metodo d'impiego

## L. RIASSUNTO

La presente invenzione descrive un'apparecchiatura laser a semiconduttore in combinazione con un cromoforo, ed il relativo metodo d'impiego per il trattamento di tessuti duri come ad esempio il tessuto dentale. Ad un laser a semiconduttore sono accoppiati mezzi per l'applicazione di un cromoforo nell'area del tessuto da trattare. Allo stesso possono essere inoltre accoppiati mezzi per il convogliamento della luce laser e per la focalizzazione della luce laser sul tessuto da trattare. I cromofori possono essere scelti tra vari agenti cromofori e devono presentare un alto coefficiente di assorbimento alla lunghezza d'onda del laser scelta per il tipo di trattamento e/o tessuto da trattare.

## M. DISEGNO



Descrizione dell'invenzione industriale dal titolo:

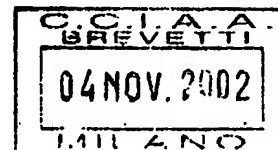
APPARECCHIATURA LASER PER IL TRATTAMENTO DI TESSUTI  
DURI E RELATIVO METODO D'IMPIEGO

a nome di: UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

con sede in : PADOVA

inventori designati: VILLORESI Paolo; BONORA Stefano

MI 2002 A 0 0 2 3 3 2



\*\*\*\*\*

## CAMPO DELL'INVENZIONE

La presente invenzione riguarda un'apparecchiatura laser a semi conduttori ed il relativo metodo d'impiego per il trattamento dei tessuti duri.

## STATO DELL'ARTE

Nei trattamenti dentistici ed odontoiatrici si rende spesso necessario intervenire sia sui tessuti "duri" del dente, quali lo smalto e la dentina, sia sui tessuti cosiddetti "molli", quale ad esempio quello gengivale. In entrambi i casi, l'impiego della radiazione laser ha trovato nell'ultimo decennio larga applicazione, perché essa costituisce uno strumento quasi indolore nei trattamenti dei tessuti duri e possiede un ottimo potere sia di incisione sia di cauterizzazione per quanto riguarda i tessuti molli.

L'impiego del laser si è proposto nel corso degli anni come alternativa ai metodi meccanici tradizionali, allo scopo di ridurre sia l'uso d'anestetici, le cui controindicazioni sono molteplici, sia il dolore che interventi di tale genere possono causare al paziente. Inoltre, con opportuni sistemi ottici, è possibile focalizzare il laser in modo da accoppiarne la radiazione in fibra ottica. Ciò permette di poter trasportare la luce laser fino al punto di

A handwritten signature in black ink, located at the bottom right of the page.

lavoro. Qui, se opportuno, con un ulteriore sistema ottico si può di nuovo focalizzare il raggio laser su di un'area molto ristretta, compatibile con gli ordini di grandezza che entrano in gioco in questo tipo di operazioni, ed agire quindi con maggior precisione sulla superficie da trattare.

Le tecniche sviluppate per l'applicazione del laser sui tessuti duri e su quelli molli del dente sono diverse, in quanto nei due casi sono differenti sia le caratteristiche ottiche (coefficiente di assorbimento e di diffusione in funzione della lunghezza d'onda) sia quelle fisiche (conducibilità termica, vascolarizzazione, distribuzione del sistema nevoso e muscolare) e ciò condiziona pertanto il tipo di operazione da compiere (taglio, sutura, riduzione di masse gengivali, rimozione di tessuto carioso, modellazione del dente per l'applicazione di impianti o protesi etc.).

Nel caso dei tessuti molli, i primi studi sono stati compiuti utilizzando il laser a CO<sub>2</sub> operante a 10.6  $\mu$ m in modo continuo. Esso é stato impiegato nella riduzione di mucose e tessuti gengivali nonché negli interventi per la cura della periodontite, ossia il distacco della gengiva dal dente, con la conseguente formazione di tasche che vanno eliminate. Se da un lato questo tipo di applicazione si è dimostrata valida sia per la rapidità di operazione sia per l'efficacia nella sutura dei tessuti vascolarizzati e per uniformità del trattamento di superfici estese, essa presenta tuttavia un rischio di degrado dei tessuti dovuto all'effetto del riscaldamento indotto dal laser in continua.

Nel brevetto US 5,020,995 è stato impiegato ad esempio un laser a CO<sub>2</sub> la cui radiazione possiede una lunghezza d'onda di 10.6  $\mu$ m. Questo



strumento è stato applicato nell'intervento sia sui tessuti molli sia su quelli duri del dente. Il problema principale che esso presenta è dovuto da un lato all'innalzamento della temperatura locale del tessuto nel caso d'irraggiamento con impulsi ad alta energia e di breve durata, dall'altro lato alla propagazione termica che si ottiene abbassando l'energia ed aumentando il tempo di applicazione.

Un'ulteriore limitazione è anche dovuta al fatto che la radiazione emessa da un laser a CO<sub>2</sub> viene in gran parte assorbita dall'acqua, con il risultato che il potere di incisione sullo smalto e sulla dentina risulta pertanto limitato. Per ovviare a questi inconvenienti si rende necessario ricorrere a diversi accorgimenti tecnici che riguardano il livello di energia impiegato, la durata e la frequenza dell'irraggiamento e ciò dimostra come questo metodo sia dipendente da condizioni operative ben definite e pertanto estremamente limitate.

I tessuti duri richiedono interventi prevalentemente di tipo ablativo, sia per l'eliminazione dei tessuti cariosi sia per il rimodellamento della forma del dente in vista dell'applicazione di protesi. Lo studio e la comprensione delle proprietà termiche ed ottiche dei costituenti del dente, smalto e dentina, ha raggiunto uno stadio meno avanzato rispetto al tessuto molle. Alcuni aspetti della propagazione della luce e del calore all'interno del dente risultano infatti alquanto complessi. Ciò è da riferirsi all'anisotropia strutturale del dente, formato in gran parte da cristalli di idrossiapatite orientati spazialmente in modo radiale.

La presenza nella camera pulpare di terminazioni nervose, vasi sanguigni nonché di fibroblasti e odontoblasti rende il dente sensibile al



surriscaldamento prodotto durante l'operazione. Di conseguenza l'irraggiamento con impulsi di elevata potenza, necessaria per indurre l'ablazione dei tessuti, deve essere limitato nel tempo, in modo da consentire l'azione di sistemi di raffreddamento che mantengono a temperatura tollerabile la camera pulpare.

Per questo tipo d'interventi sono stati utilizzati vari tipi di laser. inizialmente questi sono stati i laser a CO<sub>2</sub>, ad eccimeri e a neodimio in YAG (Nd:YAG). In seguito si è ottenuto un notevole progresso con l'introduzione dei laser di tipo erbio in YAG o in YSGG (Er:YAG funzionante a 2.94 µm e Er:YSGG, funzionante a 2.79 µm).

Nei brevetti US 5,554,029 e US 5,456,603 vengono impiegati laser a Nd:YAG ed a Er:YAG per l'eliminazione della carie dentale. All'uso di questi strumenti, viene anche accoppiato l'impiego di sostanze coloranti da applicare sulla parte cariata del dente al fine di aumentarne l'assorbimento superficiale, ottimizzarne l'energia e poter così trattare selettivamente la parte da asportare.

Questi sistemi presentano il limite di possedere una notevole complessità di funzionamento, ed inoltre basandosi sul principio del pompaggio ottico del mezzo attivo, risulta notevole la loro voluminosità e scarsa la loro efficienza.

Nel brevetto US 6,325,791 viene impiegato un laser a diodi nel processo controllato di polimerizzazione delle amalgame polimeriche impiegate nella chirurgia dentale.

Questo sistema fa anche uso di una sostanza colorante applicata sul materiale polimerizzante al fine di far coincidere la lunghezza d'onda



della luce laser con il massimo di assorbimento della sostanza in questione, ed ottenerne la polimerizzazione a partire dagli strati più interni.

Il vantaggio di questo sistema risiede nella struttura semplificata e nella maggiore maneggevolezza del laser a diodi rispetto ad un laser a CO<sub>2</sub> o ad un laser del tipo Nd:YAG o Er:YAG visti in precedenza.

Tuttavia, la finestra di lunghezze d'onda disponibili con tale sorgente è ristretta e ciò impedisce di impiegare questo sistema negli interventi sul tessuto dentale in quanto il massimo locale dell'assorbimento di tale tessuto, che è intorno ai 3  $\mu\text{m}$ , non può essere sfruttato. La strumentazione si limita quindi in questo caso alla polimerizzazione delle amalgame applicate e non trova applicazione nell'ablazione delle superfici dure del dente.

Infine va anche rilevato che problemi analoghi a quelli esaminati in precedenza per il settore odontoiatrico possono sussistere anche in altri campi della chirurgia, quando sia necessario intervenire per trattare altri tessuti duri, come ad esempio le ossa.

#### SCOPO E SOMMARIO DELL'INVENZIONE

Scopo della presente invenzione è trovare un metodo che impieghi la radiazione di un laser a semiconduttore o a diodi per il trattamento di tessuti duri, come ad esempio superfici dentali o ossa, in cui l'assorbimento da parte del tessuto della radiazione laser sia sufficiente e limitato alla superficie del tessuto da trattare, in modo da non permettere alla radiazione stessa di penetrare all'interno, provocando di conseguenza dolore e/o degradazione di tessuti biologici sensibili.





Ulteriore scopo dell'invenzione è di fornire un'apparecchiatura per la realizzazione del metodo sopra indicato che sia maneggevole e poco ingombrante ma allo stesso tempo affidabile e di alto rendimento.

Inoltre, è anche scopo dell'invenzione limitare i costi elevati presentati dalle tecnologie note nell'arte.

La soluzione a tali problematiche è data da un metodo secondo l'oggetto della rivendicazione 1 e da un'apparecchiatura secondo la rivendicazione 8.

I vantaggi offerti dall'impiego del laser a semiconduttore o a diodi sono molteplici. Innanzitutto, per quanto concerne l'ingombro, nella sua totalità il laser a diodi può occupare un volume di circa 10 volte inferiore ed un peso di circa 5 volte inferiore di un laser ad architettura tradizionale (Erbio in YAG).

Tali caratteristiche di compattezza e leggerezza lo rendono facilmente trasportabile per cui un solo dispositivo può essere usato in tutti gli ambienti sanitari o domiciliari, in cui il medico può trovarsi ad operare. A tale vantaggio si aggiunge un maggior rendimento elettro/ottico (pari a circa 30%) tale da ridurre significativamente il consumo elettrico e la richiesta di raffreddamento.

Inoltre i diodi laser sono garantiti dai fornitori per circa 10 miliardi di impulsi, pari ad una vita del dispositivo di circa 8 anni. I laser a cristallo necessitano invece di interventi di manutenzione in un periodo che varia da 1 a 3 anni per la sostituzione della lampada e del cristallo, riallineamento, etc.

Dalla ricerca effettuata si è trovato che combinando l'impiego di un laser



a diodi di adeguata potenza con un cromoforo con un alto coefficiente di assorbimento alla lunghezza d'onda della radiazione laser emessa, si rende praticabile l'operazione di taglio di tessuti duri ,anche operando con un laser a lunghezze d'onda per le quali il tessuto ha scarso assorbimento. Per rendere efficace tale processo è necessario che la radiazione superi una determinata soglia di fluenza sulla superficie del tessuto da trattare. Questo ha fornito la condizione necessaria a poter impiegare a tale scopo un laser a semiconduttore. Questo inoltre consente un'enorme semplificazione nel funzionamento rispetto ai laser a stato solido tradizionali, quali i laser impiegati nello stato dell'arte. Infatti l'architettura di un laser a semiconduttore è molto semplice e composta da pochi elementi: un generatore di impulsi di alta corrente, uno di potenza a bassa tensione, un sistema di focalizzazione ed un adeguato sistema di raffreddamento. Un laser tradizionale, invece, consta di sezioni di potenza a media tensione, sezioni di accensione della lampada ad alta tensione nonché di un risuonatore ottico, di un mezzo attivo e dei relativi raffreddamenti.

Un ulteriore punto di forza del laser a diodi risiede inoltre nell'efficienza di funzionamento. Quella tipica di un laser a semiconduttore è infatti superiore a quella dei laser a pompaggio ottico per un fattore che varia da 5 a 10. Inoltre, benché il costo attuale dei laser a semiconduttore di potenza sia elevato, un sistema laser, ad esempio per uso odontoiatrico a semiconduttore del tipo in oggetto risulta già ora più economico rispetto all'alternativa tradizionale. L'enorme prospettiva di crescita del mercato dei diodi a semiconduttore tende ad indicare che questa



convenienza non può che aumentare col passare del tempo.

Un altro aspetto vantaggioso del sistema è dato inoltre dalle ridottissime dimensioni delle sorgenti a diodi laser che sono tali da poter permettere l'alloggiamento della sorgente entro un manipolo tenuto in mano dal chirurgo.

Infatti l'evoluzione continua nel settore dei laser a semiconduttore e la loro miniaturizzazione permette di pensare a soluzioni tecniche, in cui non sia necessario un sistema di convogliamento della luce laser, per il tramite di mezzi di guida ottica quali ad esempio le fibre ottiche, ma in cui il fascio di luce laser può essere generato *in situ* nel manipolo dove è alloggiato il laser stesso. In questo caso anche la focalizzazione sull'area del tessuto da trattare è diretta senza mezzi di guida del fascio.

#### DESCRIZIONE DETTAGLIATA DELL'INVENZIONE

Il metodo per il trattamento dei tessuti duri che è oggetto della presente invenzione comprende le seguenti fasi, che di seguito verranno spiegate dettagliatamente:

- generazione di una radiazione da una sorgente laser a semiconduttore
- applicazione di un agente cromoforo con un elevato assorbimento in corrispondenza della lunghezza d'onda del laser sulla zona del tessuto da trattare in modo di avere il prevalente assorbimento in superficie
- focalizzazione della radiazione sulla superficie del tessuto tramite un opportuno sistema ottico, tale da superare la soglia di fuenza.



- superamento di una soglia di fluenza della radiazione laser in funzione del tessuto da trattare.

L'apparecchiatura che consente la realizzazione di tale metodo comprende pertanto:

- un sistema di applicazione di un agente cromoforo sulla superficie del tessuto
- una sorgente di luce laser contenente almeno un laser a semiconduttore
- un sistema ottico per la focalizzazione del raggio laser sulla superficie da trattare.

Come indicato in fig. 1, fornita allo scopo di esemplificare una possibile attuazione dell'invenzione, tramite l'impiego di un sistema di rilascio del colorante (*Dye delivery System*), quale potrebbe essere ad esempio un aerosol del colorante in fase liquida, l'agente cromoforo é applicato sulla superficie dentale in modo continuo. Il sistema consente di controllare l'erogazione della sostanza colorante tramite un controllore elettronico (*PLC Controller*) collegato all'alimentatore (*Diode Driver*), che regola gli impulsi della radiazione emessa. La quantità e la concentrazione della sostanza variano a seconda del tipo di tessuto da trattare e dell'operazione da compiere e della necessaria azione refrigerante volta a prevenire la degenerazione di tessuti sensibili.

Le sostanze coloranti che trovano applicazione nella presente invenzione possono infatti essere scelte tra vari agenti cromofori quali ad esempio le tricarbocianine, come l'indocianina green, i pigmenti neri, come l'India Ink, il Sudan Black o la grafite e le diverse variazioni dei



Metyl Dye, dal Deep Blue al violetto e naturalmente tutti i composti equivalenti.

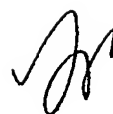
La proprietà determinante dell'agente cromoforo, risiede nel fatto che esso deve presentare un alto coefficiente di assorbimento alla lunghezza d'onda emessa dai diodi laser, in modo da permetterne l'assorbimento durante l'applicazione. Selezionato il cromoforo e la sua concentrazione secondo questo criterio, la sua applicazione contemporanea ad un irraggiamento laser, in grado di fornire una densità di energia superiore alla soglia di ablazione, e consente di agire efficacemente sui tessuti duri. Il metodo consente così di operare come un bisturi, in modo continuo.

La radiazione laser che viene impiegata è prodotta da un sistema comprendente almeno un laser a semiconduttore e tale sistema deve avere una potenza globale superiore ai 100 W in modalità di funzionamento ad impulsi. La durata degli impulsi può variare tra i 10 ed i 50.000  $\mu$ s.

La frequenza di ripetizione, qualora il taglio della superficie da trattare debba essere continuo, è superiore a 10 Hz. In alternativa il sistema può operare a colpo singolo o a bassa frequenza di ripetizione.

La lunghezza d'onda della radiazione emessa può variare in un range compreso tra i 600 ed i 1000 nm, più preferibilmente tra 800 e 980 nm.

La radiazione può essere a questo punto inviata in una fibra ottica tramite un accoppiatore in fibra (*fiber coupler*). Ciò consente di convogliare la radiazione laser sul manipolo impugnato dal chirurgo. Il diametro della fibra ottica varia tra i 5 e gli 2000  $\mu$ m. Il fascio ottico viene



concentrato più efficacemente per un diametro della fibra ottica compreso tra 400 e 600  $\mu\text{m}$ .

Al fine di focalizzare la radiazione laser, al termine della fibra ottica è previsto un opportuno sistema ottico come ad esempio lenti o specchi. Queste consentono di focalizzare il raggio sul tessuto ottenendo una superficie d'impatto ridotta tale da poter superare la soglia di ablazione. Ad esempio lo spot laser può variare tra i 300 ed i 500  $\mu\text{m}$ .

L'energia di un impulso laser in condizioni di focalizzazione è definita dalla relazione

$$E_L = P_L \cdot t_L$$

dove  $P_L$  è la potenza del laser e  $t_L$  è la durata dell'impulso. La risultante densità di energia, definita anche *fluenza*, è

$$F_L = E_L / S$$

dove  $S$  rappresenta la superficie colpita dall'impulso in condizioni di fuoco. La soglia di fluenza che è necessario superare per l'incisione di un tessuto duro è ovviamente maggiore rispetto a quella da impiegare nel caso di un tessuto molle.

Ciò, accoppiato all'applicazione della sostanza colorante, offre l'effettiva possibilità di agire con lo stesso strumento e durante lo stesso trattamento su tessuti di costituzione e composizione diversa, siano essi sani o alterati, senza incorrere nell'inconveniente dell'innalzamento della temperatura interna e della conseguente alterazione dei tessuti circostanti. I risultati migliori si possono ottenere variando la fluenza in un range compreso tra 20 ed 100  $\text{J}/\text{cm}^2$ .

L'apparecchiatura descritta ed oggetto dell'invenzione può inoltre

comprendere anche un sistema di raffreddamento della superficie da trattare. Nel caso in cui il cromoforo sia applicato in forma liquida, il raffreddamento stesso avviene per il tramite dell'applicazione del cromoforo.

### **Esempi di applicazione**

Di seguito vengono presentati alcuni esempi riguardanti l'applicazione dello strumento, che non devono essere intesi come una limitazione alle caratteristiche tecniche dell'invenzione e devono quindi essere presi in considerazione come finalizzati al puro scopo illustrativo.

Sulla superficie di un dente sano è stata applicata tramite un aerosol di una soluzione all'1% di indocianina verde. Utilizzando un sistema composto da una coppia di laser a diodi di potenza  $P = 140W$  e di lunghezza d'onda pari a 808 nm la radiazione è stata convogliata all'interno di una fibra ottica di diametro pari a 600  $\mu m$ . La radiazione in uscita dalla fibra è stata focalizzata tramite una coppia di microlenti su di diametro di circa 0.4 mm.

La superficie del dente è stata colpita con impulsi di 1ms alla frequenza di 20 Hz ed all'85% della potenza massima, corrispondente ad una fluenza pari ad 80 J/cm<sup>2</sup>. Con tale sistema è stato possibile incidere sia tessuti della dentina sia dello smalto del dente.

Ad un esperto del settore, risulta evidente che l'apparecchiatura ed il metodo descritti ed oggetto dell'invenzione possano trovare applicazione in più settori della medicina. In particolare che con gli opportuni accorgimenti tecnici dovuti al tessuto da trattare, derivanti dalle conoscenze e dalla pratica nel settore, l'apparecchiatura e il metodo



descritti possono essere impiegati, oltre che, come ampiamente descritto, in odontoiatria, più in generale nella chirurgia dei tessuti duri (come ad esempio ossa), quando sia necessario trattare tali tessuti in modo preciso e senza ledere altri tessuti più sensibili ed in modo indolore.





## RIVENDICAZIONI

1. Metodo per il trattamento dei tessuti duri che comprende le seguenti fasi:

- generazione di una radiazione da una sorgente laser a semiconduttore
- applicazione di un agente cromoforo con un elevato assorbimento in corrispondenza della lunghezza d'onda del laser sulla zona del tessuto da trattare, in modo da avere il prevalente assorbimento in superficie
- focalizzazione della radiazione sulla superficie del tessuto tramite un opportuno sistema ottico
- superamento di una soglia di fluensa della radiazione laser, in funzione del tessuto da trattare.

2. Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che la soglia di fluensa della radiazione laser è tra 20 ed 100 J/cm<sup>2</sup>.

3. Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che la durata dell'impulso è compresa tra 10 e 50000 µs.

4. Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che la radiazione laser è convogliata tramite un sistema di ottica guidata.

5. Metodo secondo la rivendicazione 4, caratterizzato dal fatto che il sistema di ottica guidata è una fibra ottica.

6. Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che la focalizzazione della radiazione in uscita dalla fibra ottica sulla superficie del tessuto è ottenuta tramite un sistema di lenti o specchi.

7. Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che



l'agente cromoforo viene spruzzato sul tessuto tramite aerosol.

8. Apparecchiatura per il trattamento dei tessuti duri che comprende:

- un sistema di applicazione di un agente cromoforo sulla superficie del tessuto
- una sorgente di luce laser contenente almeno un laser a semiconduttore
- un sistema ottico per la focalizzazione del raggio laser sulla superficie da trattare

caratterizzato dal fatto che la soglia di fluenza della radiazione laser prodotta è variabile.

9. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 8, caratterizzata dal fatto che la soglia di fluenza della radiazione laser è compresa tra 20 ed 100 J/cm<sup>2</sup>.

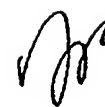
10. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 8, caratterizzata dal fatto che la durata dell'impulso è compresa tra 10 e 50000 µs.

11. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 8, caratterizzata dal fatto che la radiazione laser è convogliata tramite un sistema di ottica guidata.

12. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 11, caratterizzata dal fatto che il sistema di ottica guidata è una fibra ottica.

13. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 12, caratterizzata dal fatto che la fibra ottica ha un diametro di 5 – 2000 µm.

(SL/Im)



Milano, li 4 novembre 2002

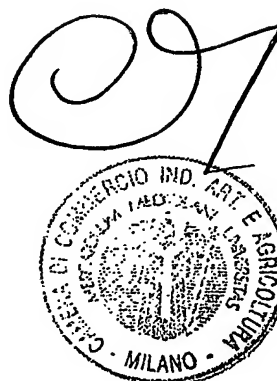
p. UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

il Mandatario



Dr. Diego Pallini

NOTARBARTOLO & GERVASI S.p.A.



MINISTERO DELLE ATTIVITA' PRODUTTIVE

Direzione Generale per lo sviluppo Produttivo e la Competitività Ufficio

Italiano Brevetti e Marchi – Ufficio G2

Domanda di brevetto per invenzione industriale dal titolo:

“Apparecchiatura laser per il trattamento di tessuti duri e relativo metodo d'impiego”

a nome di: UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

con sede in: PADOVA

depositata il 04.11.2002

con il n. MI2002A002332

ISTANZA PER CORREZIONE FORMALE

La sottoscritta UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA, di nazionalità Italiana, con sede in PADOVA, a mezzo Mandatario Dr. Diego Pallini (albo N. 484) della NOTARBARTOLO & GERVASI S.p.A., C.so di Porta Vittoria, 9 - Milano, presso cui ha eletto domicilio a tutti gli effetti di legge, chiede che le venga concesso di apportare la seguente correzione formale.

A causa di una svista, non è stata inserita la tavola da disegno.

Alleghiamo “Figura 1”.

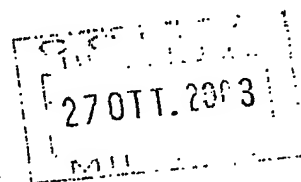
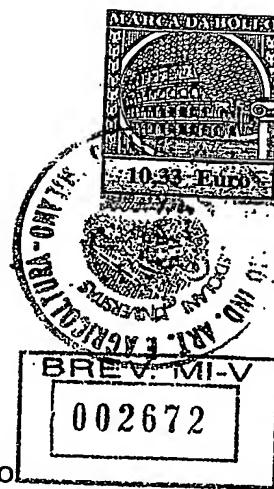
Milano, lì 27 Ottobre 2003

p. UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Il Mandatario

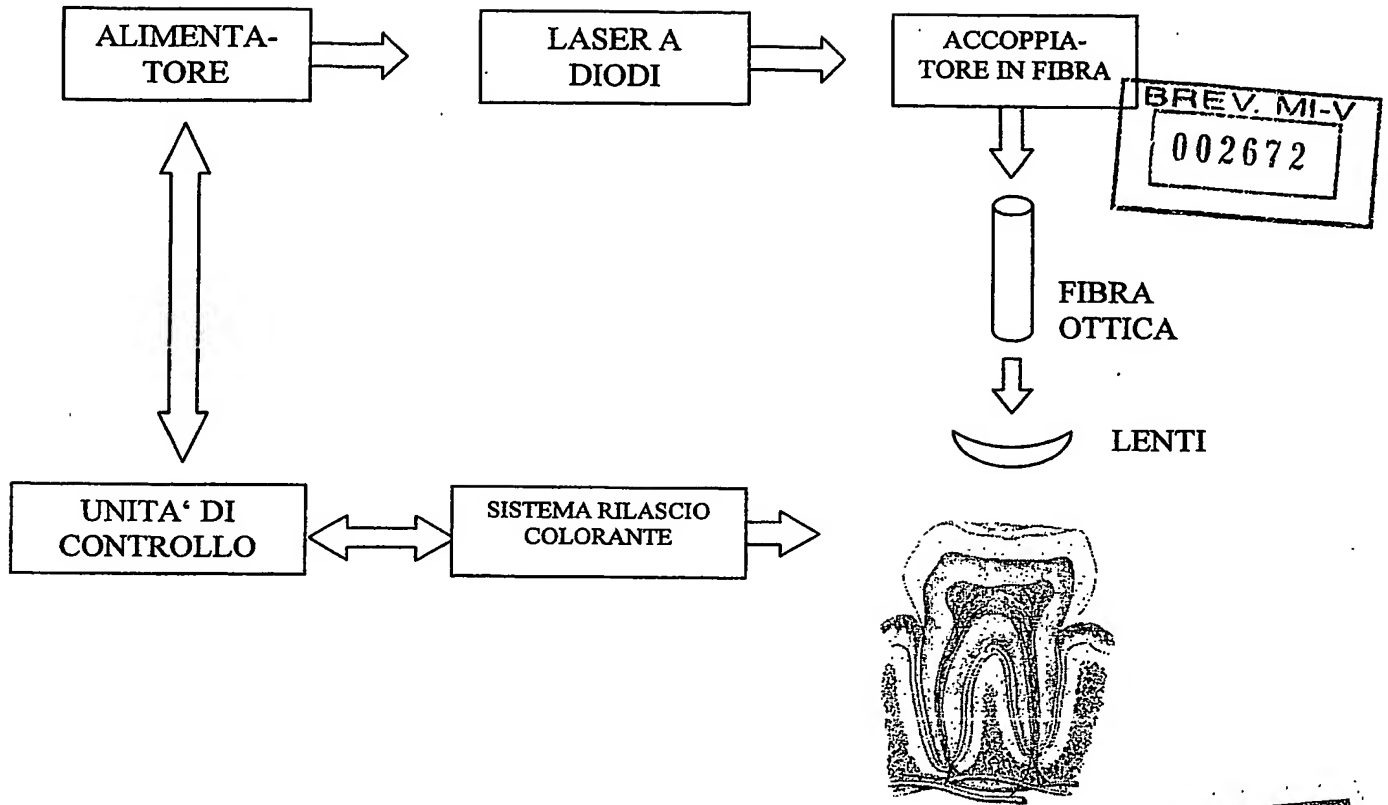
  
Dr. Diego Pallini

NOTARBARTOLO & GERVASI S.p.A.



*[Handwritten signature]*

**Fig. 1**



BREV. MI-V  
002672

MARCA DA BOLLO  
10,33 Euro

*[Handwritten signature]*